

This Page Is Inserted by IFW Operations  
and is not a part of the Official Record

## **BEST AVAILABLE IMAGES**

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images may include (but are not limited to):

- BLACK BORDERS
- TEXT CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- FADED TEXT
- ILLEGIBLE TEXT
- SKEWED/SLANTED IMAGES
- COLORED PHOTOS
- BLACK OR VERY BLACK AND WHITE DARK PHOTOS
- GRAY SCALE DOCUMENTS

**IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.**

**As rescanning documents *will not* correct images,  
please do not report the images to the  
Image Problem Mailbox.**

**THIS PAGE BLANK (USPTO)**



(19) Russian Agency for Patents and Trademarks

(11) Publication number: RU 2096051 C1

(46) Date of publication: 19971120

(21) Application number: 95102749

(22) Date of filing: 19950224

(51) Int. Cl: A61N5/06 A61C5/00

(71) Applicant: Al'tshuler Grigorij Borisovich

(72) Inventor: Al'tshuler Grigorij Borisovich,

(73) Proprietor: Al'tshuler Grigorij Borisovich

(54) APPARATUS FOR LASER TREATMENT OF BIOLOGICAL TISSUES  
(ALTERNATIVE EMBODIMENTS)

(57) Abstract:

FIELD: medical engineering; surgery; orthopedics; stomatology. SUBSTANCE: proposed apparatus comprises at least one receiver of information about condition of biological tissue to be automatically controlled. Receiver output is connected with input of control unit. Apparatus further comprises electronic switches arranged in current supply circuits of lasers and controlled by output signals issued by control unit. Finally, apparatus comprises two or three lasers emitting radiations at different wavelengths and having independent outputs. EFFECT: improved design. 7 cl, 5 dwgs

(21) Application number: 95102749

(22) Date of filing: 19950224

(51) Int. Cl: A61N5/06 A61C5/00

(56) References cited:

WO, патент, 90/12548, кл. А 61 N 5/00, 1990.

(71) Applicant: Альтшулер Григорий Борисович

(72) Inventor: Альтшулер Григорий Борисович

(73) Proprietor: Альтшулер Григорий Борисович

---

**(54) УСТРОЙСТВО ДЛЯ ЛАЗЕРНОЙ ОБРАБОТКИ БИОЛОГИЧЕСКОЙ ТКАНИ  
(ЕГО ВАРИАНТЫ)**

(57) Abstract:

Использование: изобретение относится к медицинской технике и может быть использовано в хирургии, ортопедии и стоматологии. Сущность изобретения: автоматический контроль состояния обрабатываемой биоткани и управление параметрами излучений лазеров достигаются благодаря совокупности введенных в устройства хотя бы одного приемника информации о состоянии биоткани, выход которого соединен с входом блока управления, и электронных ключей, установленных в цепях питания лазеров и управляемых выходными сигналами блока управления. Наличие в одном устройстве двух или трех лазеров с различными длинами волн излучений и независимых выходов, а также возможность смешивания излучений этих лазеров обеспечивает возможность требуемого, ориентированного на минимальную инвазивность режима обработки. 5 ил.

## Description [Описание изобретения]:

Изобретение относится к медицинской технике и может быть использовано в хирургии, ортопедии и стоматологии для обработки мягких и твердых биологических тканей.

Известно устройство для обработки тканей зуба лазерным излучением (патент WO 90/01907, А 61 С 5/00, дата публикации 08.03.90), содержащее последовательно расположенные вдоль оптической оси импульсный лазер и средство доставки излучения к зубу, включающее отрезок оптического волокна, вход которого оптически сопряжен с выходом лазера, и наконечник, вход которого оптически сопряжен с выходом оптического волокна, а выход является выходом устройства. Причем в качестве лазера может быть использован как неодимовый, так и гольмиевый или эрбиевый лазеры.

Основным недостатком данного устройства является невозможность быстрой замены одного лазера на другой в зависимости от типа обрабатываемой ткани, а также высокая опасность нанесения лазерной травмы.

Известно также лазерное устройство для лечения зубов, которое является наиболее близким по технической сущности и принято за прототип (патент WO 90/12546, А 62 5/00 дата публикации 01.11.90).

Это устройство содержит блок управления, два импульсных лазера, оптические оси которых параллельны, расположенные на оптической оси второго лазера, фокусирующую систему и отрезок оптического волокна с наконечником. На оптических осях обоих лазеров расположены под углом  $45^\circ$  к осям зеркала, оптически сопряженные между собой, фокусирующей системой и оптическим волокном. Зеркало, расположенное на оси первого лазера, отражательное, а на оси второго лазера дихроичное, т.е. селективно отражательное для длины волны излучения первого лазера и прозрачное для длины волны излучения второго.

Основным недостатком прототипа является недостаточная эффективность его применения при переходе от режима одного типа обработки к другому и опасность нанесения травмы, связанная с отсутствием системы определения вида обрабатываемой ткани.

Задача, на решение которой направлено заявляемое изобретение, заключается в создании устройства для лазерной обработки биологической ткани, выполняющего все виды лазерных операций в хирургии, ортопедии и стоматологии, с обеспечением при этом возможности быстрого перехода от одного типа обработки к другому и минимальной инвазивности.

Указанная задача решается при осуществлении изобретения за счет достижения технического результата, заключающегося в оптимизации режимов обработки и параметров лазерного излучения в зависимости от типа обработки и вида биологической ткани.

Указанный технический результат при осуществлении изобретения достигается тем, что в устройство для лазерной обработки биологической ткани, содержащее блок управления, выходы которого соединены с блоком питания лазеров, импульсные лазеры, оптические оси которых параллельны, оптически сопряженные отражательные и селективно отражательные для длины волны первого лазера и прозрачное для длины волны второго лазера зеркала, которые расположены на осях первого и второго лазеров соответственно, установленные на оптической оси второго лазера фокусирующую систему и оптическое волокно с наконечником, выход которого является оптическим выходом устройства, введен хотя бы один приемник информации о состоянии биологической ткани, вход которого сопряжен с местом воздействия на ткань, а выход соединен с входом блока управления, выходы

которого соединены с входами электронных ключей, установленных в целях соединения каждого лазера с блоком питания. Отражательное зеркало установлено с возможностью вывода его из хода излучения, а на оптической оси первого лазера последовательно по ходу излучения расположена фокусирующая система и оптическое волокно с наконечником, выход которого является другим оптическим выходом устройства.

Более эффективно указанный технический результат достигается тем, что в устройство для лазерной обработки биологической ткани, содержащее блок управления, выходы которого соединены с блоком питания лазеров, импульсные лазеры, оптические оси которых параллельны, оптически сопряженные отражательное и селективно отражательное для длины волны первого лазера и прозрачное для длины волны второго лазера зеркала, которые расположены на осях первого и второго лазеров соответственно, установленные на оптической оси второго лазера фокусирующую систему и оптическое волокно с наконечником, выход которого является оптическим выходом устройства, введен третий импульсный лазер, оптическая ось которого параллельна оптическим осям двух других лазеров, а на его оси установлено отражательное зеркало, причем отражательные зеркала установлены с возможностью вывода их из хода излучения. На оптической оси второго лазера за селективным зеркалом установлено второе селективно отражательное для длины волны третьего лазера и прозрачное для длины волны первого и второго лазеров зеркало, оптически сопряженное с отражательным зеркалом, установленным на оси третьего лазера, фокусирующей системой и входом оптического волокна, расположенных на оси второго лазера. Кроме того, на каждой из осей первого и третьего лазеров последовательно по ходу излучения расположены фокусирующая система и оптическое волокно и наконечником, выходы которых являются оптическими входами устройства. Устройство также снабжено хотя бы одним приемником информации о состоянии биологической ткани, вход которого сопряжен с местом воздействия на ткань, а выход соединен с входом блока управления, выходы которого соединены с входами электронных ключей, установленных в цепях соединения каждого лазера с блоком питания.

Приемник информации о состоянии биологической ткани может быть выполнен в виде спектроанализатора в области 200-1500 нм, вход которого оптически сопряжен с местом воздействия на ткань и состоящего из дисперсионного элемента, линейки фотодетекторов и элемента сравнения.

Приемник информации о состоянии биологической ткани также может быть выполнен в виде фотоэлектрического приемника инфракрасного излучения, вход которого оптически сопряжен с местом воздействия на ткань посредством поворотного зеркала, расположенного на оптической оси лазера между выходным зеркалом лазера и фокусирующей системой через фильтр с полосой пропускания, исключающей попадание на приемник излучения лазера.

Приемник информации о состоянии биологической ткани может быть еще выполнен в виде акустического приемника, установленного таким образом, что направление его максимальной чувствительности составляет с направлением оптической оси на входе наконечника угол  $\alpha$ , удовлетворяющий условию:  $11^\circ < \alpha < 85^\circ$ .

Электронный ключ может быть выполнен в виде полупроводникового или электровакуумного переключателя.

Дополнительно устройство снабжено системой орошения зоны обработки, состоящей из резервуара для воды с водяным насосом и воздушного компрессора, соответствующие выходы которых объединены в наконечниках и являются ирригационными выходами устройства, а воздушный компрессор в месте соединения с воздухопроводами снабжен электромагнитными клапанами, подключенными к выходам блока управления.

Известно, что эффективность лазерной обработки биологической ткани с одновременным обеспечением низкой инвазивности (степени некроза) зависит от длины волны и мощности лазерного излучения, энергии и времени лазерного воздействия, а для некоторых видов ткани жидкостного орошения зоны лазерной обработки (см. например Proceeding of. Laser-Tissue Interaction V 24-27 January 1994, Los Angeles, California Vol 2134A).

Исследования, проведенные автором, показали, что при этом необходима одновременная оптимизация указанных параметров для каждого вида биоткани. Иными словами, необходимы: возможность выбора оптимальных длин волн излучений лазеров или их смеси, регистрация процесса лазерной деструкции, вида и состояния биоткани и управления длиной волны, мощностью, энергией и временем лазерного действия, система орошения зоны лазерной обработки.

Совокупность введенных в устройство хоты бы одного приемника информации о состоянии обрабатываемой биологической ткани, выход которого соединен с входом блока управления, и электронных ключей, установленных в цепях питания лазеров и управляемых выходными сигналами блока управления, представляют собой систему обратной связи, которая обеспечивает автоматический контроль и оптимальное управление параметрами излучений лазеров в зависимости от вида и состояния обрабатываемой ткани и тем самым обеспечивает минимальную инвазивность.

Необходимость автоматического контроля и управления вызвана часто возникающей невозможностью визуального определения врачом состояния облучаемой ткани и ее вида.

Наличие двух независимых выходов в одном устройстве благодаря возможности вывода отражательного зеркала из хода излучения первого лазера, а также возможность смешивания излучений двух лазеров повышает эффективность работы при обработке биоткани и обеспечивает снижение некроза.

Наличие в одном устройстве для обработки биологической ткани трех лазеров с различными длинами волн излучений и независимыми выходами и с возможностью смешивания излучений обеспечивает наибольшую мобильность применения устройства и максимально расширяет его возможности. Например, при одновременном воздействии гольмиевым и неодимовым лазерами на обильно кровонасыщающие органы снимается опасность кровотечения при несанкционированной перфорации крупных кровеносных сосудов. Для смешивания излучения третьего лазера с двумя другими или каждым из них введены отражательное и селективное зеркала, установленные соответственно к осям третьего и второго лазеров, а возможность вывода отражательных зеркал из хода излучения и наличие дополнительных фокусирующих систем и оптических волокон обеспечивает независимость трех оптических выходов устройств.

Дополнительно введенная в устройства система орошения, управляемая электронными клапанами, подключенными к выходам блока управления, обеспечивает оптимальное сочетание режимов облучения и орошения ткани.

Совокупность изложенных в формуле изобретения признаков является новой, а само техническое решение удовлетворяет критерию "изобретательский уровень".

На фиг.1 изображена схема устройства для лазерной обработки биоткани; на фиг. 2 схема устройства при наличии трех лазеров; на фиг. 3 схема вариантов выполнения и расположения приемников информации о состоянии обрабатываемой биоткани; на фиг.4 система орошения зоны обработки; на фиг.5 блок-схема блока управления.

Устройство для лазерной обработки биологической ткани (фиг.1) состоит из блока управления 1, соединенного с ним блока питания 2, импульсных лазеров 3, 4, соединенных с блоком питания через электронные ключи 5, 6, которые подключены

к выходам блока управления 1. На оптических соях лазеров 3, 4 расположены соответственно отражательное зеркало 7 и селективное зеркало 8, которые оптически сопряжены между собой и с фокусирующей системой 9 и выходным торцом оптического волокна 10 с наконечником 11, расположенных на оптической оси лазера 4. Селективное зеркало 8 отражательно для излучения с длиной волны лазера 3, но прозрачно для излучения с длиной волны лазера 4. Расположенное на оптической оси лазера 3 отражательное зеркало 7 подключено к выходу блока управления 1 и в положении А устанавливается под углом  $45^\circ$  к оси, а в положении В параллельно ей. На этой же оси вслед за зеркалом последовательно по ходу излучения расположены фокусирующая система 12 и оптическое волокно 13 с наконечником 14. К входу блока управления 1 подключен электрический выход приемника информации о состоянии биологической ткани 15, вход которого сопряжен с местом воздействия на биоткань 16. Система ирригации 17 подключена к тем же выходам блока управления 1, что и блок питания 2, а ее водяной и воздушный выходы 18 и 19 объединены в наконечнике 11 (14).

На фиг. 2 представлен вариант устройства с тремя лазерами 3, 4, 20. На оптической оси лазера 20 установлено отражательное зеркало 21, которое так же, как и отражательное зеркало 7, подключено к блоку управления 1, и в положении А устанавливается под углом  $135^\circ$  к оптической оси, а в положении В - параллельно ей. На этой же оптической оси расположены фокусирующая система 22 и входной торец оптического волокна 23 и наконечником 24. Между фокусирующей системой 9 и селективным зеркалом 8 установлено второе селективное зеркало 25, которое оптически сопряжено с зеркалом 21, фокусирующей системой 9 и входным торцом оптического волокна 10. Селективное зеркало 25 отражательно для излучения с длиной волны лазера 20, не прозрачно для излучений с длинами волн лазеров 3, 4. Блок питания 2 соединен с лазером 20 через электронный ключ 26.

Разновидностями приемника информации 15 о состоянии биоткани 16 могут быть как спектроанализатор 27 (фиг.3), вход которого оптически сопряжен с местом воздействия на биоткань 16 и состоящий из дисперсионного элемента 28, линейки фотодетекторов 29 и элемента сравнения 30, так и фотоэлектрический приемник инфракрасного излучения 31, оптически сопряженный с местом воздействия на биоткань посредством оптического волокна 13 (10, 23), фокусирующей системы 12 (9, 22) и поворотного зеркала 32, расположенного между фокусирующей системой 12 (9, 22) и зеркалом 8 или непосредственно перед выходным зеркалом лазера 3 (20). Перед оптическим входом фотоэлектрического приемника 31 установлен инфракрасный фильтр 33, полоса пропускания которого исключает попадание на фотоэлектрический приемник 31 излучения лазера. В качестве приемника информации 15 о состоянии биологической ткани 16 может быть и акустический приемник 34, расположенный вблизи места воздействия на ткань так, что направление его максимальной чувствительности составляет с оптической осью излучения на выходе наконечника 11 (14, 24) угол  $\alpha$ , лежащий в пределах от  $11$  до  $86^\circ$ .

В связи с тем, что число приемников информации о состоянии биоткани может колебаться от одного до девяти (по каждому виду, около каждого наконечника), количество входов блока управления может быть равно девяти.

Система орошения зоны обработки 17, изображенная на фиг.4, состоит из резервуара для воды с водяным насосом 35, к которому присоединена водопроводная трубка 18, и воздушного компрессора 36. Присоединенные к воздушному компрессору 36 воздухопроводящие трубки 19 снабжены электромагнитными клапанами 37, 38, 39, которые подключены к тем же выходам блока управления 1, что и блок питания 2, через линии задержки 40, 41, 42.

Устройство работает следующим образом. Излучения лазеров 3, 4, 20, в случае нахождения отражательных зеркал 7 и 21 в положении В, пройдя фокусирующие системы 9, 12, 22, оптические волокна 10, 13, 23 и наконечники 11, 14, 24 поступают



на оптические выходы устройства.

Если отражательные зеркала 7 и 21 находятся в положении А, излучение лазера 3, отразившись от зеркала 7, попадает на селективное зеркало 8 и, отразившись от него, направляется вдоль оптической оси лазера 4. Аналогично, при наличии лазера 20, излучение лазера 20 отразившись от зеркала 21, а затем от селективного зеркала 25, также направляется вдоль оптической оси лазера 4. В результате, в связи со свойством селективных зеркал 8 и 25, в фокусирующую систему 9 и на оптический выход наконечника 11 могут поступать излучения всех трех лазеров одновременно.

Выбор вида приемника информации 15 о состоянии биоткани 16 зависит от вида ткани и режима обработки, а также от вида наконечника. При работе с неконтактными наконечниками основная часть излучения эрозионного факела, возникающего из-за свечения удаляемых частиц биоткани, лежит в видимой и ближних ультрафиолетовой и инфракрасной областях спектра (200-1500) нм) и является причиной невозможности визуального наблюдения вида и состояния биоткани.

Спектральный состав излучения эрозионного факела зависит от вида биоткани, поэтому необходим спектральный анализ этого излучения, которое попадает на дисперсионный элемент 28 спектроанализатора 27, разлагается в спектр и попадает на линейку фотодетекторов 29, соединенную с элементом сравнения 30. Уровень выходного электрического сигнала элемента сравнения 30 соответствует конкретной комбинации длин волн спектра излучения эрозионного факела. Электрический сигнал от элемента сравнения 30 спектроанализатора 27 поступает на блок управления 1, где вырабатывается сигнал изменения режима и параметров излучения лазеров.

Работа с контактными наконечниками связана с нагреванием лазерным излучением торца рабочего инструмента (волокно или сапфировый наконечник) до температуры, достаточной для разрушения биоткани. Нагрев места воздействия сопровождается возникновением инфракрасного излучения, которое передается по волокну наконечника 11 (14, 24) и оптическому волокну 10 (13, 23) в направлении, обратном ходу лазерного излучения, отражается от поворотного зеркала 32, проходит инфракрасный фильтр 33 и попадает на фотоэлектрический приемник 31. Электрический сигнал с выхода фотоэлектрического приемника 31 поступает в блок управления 1, где в зависимости от параметров этого сигнала вырабатывается сигнал остановки, продолжения или изменения режима работы лазера.

Экспериментально установлено, что тепловое излучение, возникающее при работе с контактными наконечниками, находится в глубокой инфракрасной области. В этой области чувствительность фотоэлектрических приемников очень мала. Спектральная область излучения лазеров также лежит в инфракрасной области. Поэтому полоса пропускания инфракрасного фильтра 33 согласована со спектральной чувствительностью фотоприемника 31, с окном прозрачности оптического волокна 13 и обеспечивает исключение попадания на фотоприемник 31 излучения лазеров 3, 4, 20.

Продукты лазерного разрушения биоткани разлетаются со сверхзвуковой скоростью, и в следствие резкого изменения давления из-за сопротивления среды генерируется акустическая волна. Для различных тканей амплитуда акустической волны различна. Амплитуда акустической волны регистрируется акустическим приемником 34, электрический сигнал с которого поступает на блок управления 1, где синтезируется сигнал временной остановки излучения или изменения режима работы лазера в зависимости от типа обрабатываемой ткани или в случае превышения энергии лазерного импульса над порогом разрушения биоткани, что влияет на степень лазерного некроза.

Прекращение в случае необходимости режима излучения лазеров в соответствии с

сигналами спектроанализатора 27, фотоэлектрического или акустического приёмников 31 и 34 происходит с помощью быстродействующих электронных ключей 5, 6, 26. Сигнал с блока управления 1 подается на управляющий вход электронного ключа 5, (6 26) размыкая цепь питания каждого из лазеров. Прекращение импульса излучения эффективно, если время отключения питания меньше длительности импульса излучения. (Длительность импульса излучения может быть 150-500 мкс. ). Поэтому в качестве электронного ключа должен использоваться элемент с высоким быстродействием. Такими управляемыми ключами являются полупроводниковые или электровакуумные переключатели, время срабатывания которых не превышает 100 мкс.

Орошение биоткани с помощью системы 17 происходит следующим образом. Из резервуара для воды с водяным насосом 35 вода заполняет водопроводящие трубки 18. В случае необходимости орошения ткани сигналы из блока управления 1 поступают на электромагнитный клапан 37 (38, 39), который открывает поступление воздуха под давлением из воздушного компрессора 36 в воздухопровод 19. Концы водо- и воздухопроводящих трубок 18 и 19 расположены в наконечниках 11 (14, 24) так, что поступление воды на ирригационные выходы устройства происходит при подаче воздуха по принципу пульверизатора.

Сигналы из блока управления 1 поступают на электромагнитные клапаны 37 (38, 39) через линии задержки 40 (41, 42) одновременно с сигналами запуска импульсов генерации лазеров 3 (4, 20).

Орошение биоткани водой должно происходить в промежутках между импульсами излучения лазеров (с целью избежать нежелательное рассеяние излучения и повысить эффективность орошения), поэтому длительность времени задержки линий задержки 40 (42, 42) равна временно длительности импульсов излучения лазеров с учетом времени поступления воздуха к концам трубок 19.

Пример конкретной реализации заявляемых устройств состоит в следующем. Блок управления 1 (фиг.5) состоит из усилителя входных сигналов с интегратором (см. Масленников В.В. Сиротин А.П. "Избирательные RC усилители", М. Энергия, 1980, стр. 69) восьмиканального десятиразрядного аналого-цифрового преобразователя (АЦП) с последовательным интерфейсом max 192 серии (см. Каталог MAXIM 1993), процессора PC-104 с кварцевым генератором (см. Каталог Консорциума Advantage real time devic AMPRO, 1993 стр. 103-184) и восьмиканального тринадцатиразрядного цифроаналогового преобразователя (ЦАП) с последовательным интерфейсом max 540 серии (см. Каталог MAXIM 1993). Выходные сигналы ЦАП являются выходами блока управления 1, по трем из которых, кроме сигналов запуска импульсов генерации, поступают сигналы, определяющую величину энергии накопительных конденсаторов блока питания 2 (см. Волков И. В. "Источники питания лазеров", техника, Киев, 1976, стр.118).

В качестве лазеров используются лазеры: Nd:YAG (длина волны 1,06 мкм или 1,32 мкм, Ho:YAG (длина волны 2,09 мкм) и Er:YAG (длина волны 2,94 мкм). В качестве дисперсионного элемента 28 стеклянная призма, в качестве фотодетекторов 29 кремниевые полупроводниковые фотодиоды ФД-256, а в качестве фотоэлектрического приемника инфракрасного излучения 31 германиевый фотодиод ФД-9. Элемент сравнения 30 микросхема K554CA3 или LM-111. Акустический приемник 34 микрофон В K4138.

Таким образом, предлагаемые устройства за счет совокупности заявляемых признаков, обеспечивая оперативное управление с возможностью варьирования в широком диапазоне параметрами лазерного излучения, позволяя проводить хирургические процедуры на биотканях в качестве либо скальпеля, либо коагулятора, либо деструктора в зависимости от требуемых типов, режимов и сочетаний работы лазеров, ориентированных на минимальную травматичность при данном виде воздействия на данную биоткань.

## Claims, [Формула изобретения]:

1. Устройство для лазерной обработки биологической ткани, содержащее блок управления, выходы которого соединены с блоком питания лазеров, импульсные лазеры, оптические оси которых параллельны, оптически сопряженные отражательное и селективно отражательное для длины волны первого лазера и прозрачное для длины волны второго лазера зеркала, которые расположены на оптических осях первого и второго лазеров, соответственно установленные на оптической оси второго лазера фокусирующую систему и оптическое волокно с наконечником, выход которого является оптическим выходом устройства, отличающееся тем, что в него введен хотя бы один приемник информации о состоянии биологической ткани, вход которого выполнен для сопряжения с местом воздействия на ткань, а выход соединен с входом блока управления, выходы которого соединены с входами электронных ключей, установленных в цепях соединения каждого лазера с блоком питания, кроме того, отражательное зеркало установлено с возможностью вывода его из хода излучения, а на оптической оси первого лазера последовательно по ходу излучения расположена фокусирующая система и оптическое волокно с наконечником, выход которого является другим оптическим выходом устройства.

2. Устройство для лазерной обработки биологической ткани, содержащее блок управления, выходы которого соединены с блоком питания лазеров, импульсные лазеры, оптические оси которых параллельны, оптически сопряженные отражательное и селективно отражательное для длины волны первого лазера и прозрачные для длины волны второго лазера зеркала, которые расположены на оптических осях первого и второго лазеров, соответственно установленные на оптической оси второго лазера, фокусирующую систему и оптическое волокно с наконечником, выход которого является оптическим выходом устройства, отличающееся тем, что в него введен третий импульсный лазер, оптическая ось которого параллельна оптическим осям двух других лазеров, а на его оси установлено отражательное зеркало, причем отражательные зеркала установлены с возможностью вывода их из хода излучений, а на оптической оси второго лазера за селективным зеркалом установлено второе селективно отражательное для длины волны третьего лазера и прозрачное для длин волн первого и второго лазеров зеркало, оптически сопряженное с отражательным зеркалом, установленным на оптической оси третьего лазера, фокусирующей системой и входом оптического волокна, расположенных на оси второго лазера, кроме того, на каждой из осей первого и третьего лазеров последовательно по ходу излучения расположены фокусирующая система и оптическое волокно с наконечником, выходы которых являются другими оптическими выходами устройства, снабженного также хотя бы одним приемником информации о состоянии биологической ткани, вход которого выполнен для сопряжения с местом воздействия на ткань, а выход соединен с входом блока управления, выходы которого соединены с выходом электронных ключей, установленных в цепях соединения каждого лазера с блоком питания.

3. Устройство по пп.1 и 2, отличающееся тем, что приемник информации о состоянии биологической ткани выполнен в виде спектроанализатора в области 200-1500 нм, вход которого выполнен для оптического сопряжения с местом воздействия на ткань, и состоящего из дисперсионного элемента, линейки фотодетекторов и элемента сравнения.

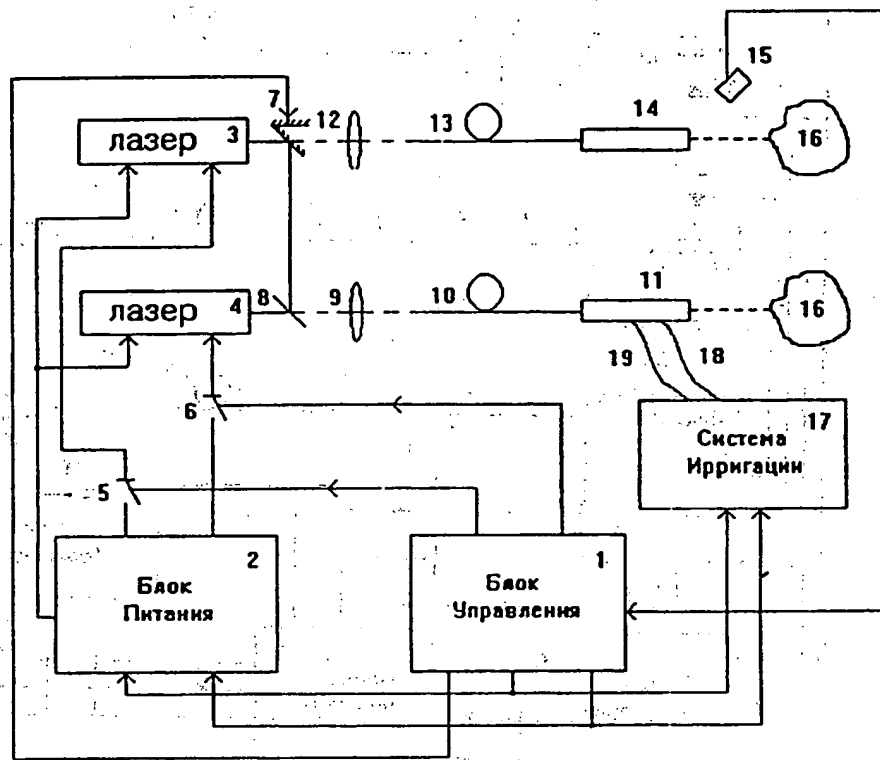
4. Устройство по пп.1 и 2, отличающееся тем, что приемник информации о состоянии биологической ткани выполнен в виде фотоэлектрического приемника инфракрасного излучения, вход которого выполнен для оптического сопряжения с местом воздействия на ткань посредством поворотного зеркала, расположенного на оптической оси лазера между выходным зеркалом лазера и фокусирующей системой, через фильтр с полосой пропускания, исключающей попадание на приемник излучения лазера.

5. Устройство по пп.1 и 2, отличающееся тем, что приемник информации о состоянии биологической ткани выполнен в виде акустического приемника, установленного таким образом, что направление его максимальной чувствительности составляет с направлением оптической оси на выходе наконечника угол  $\alpha$ , удовлетворяющий условию  $11^\circ < \alpha < 88^\circ$ .

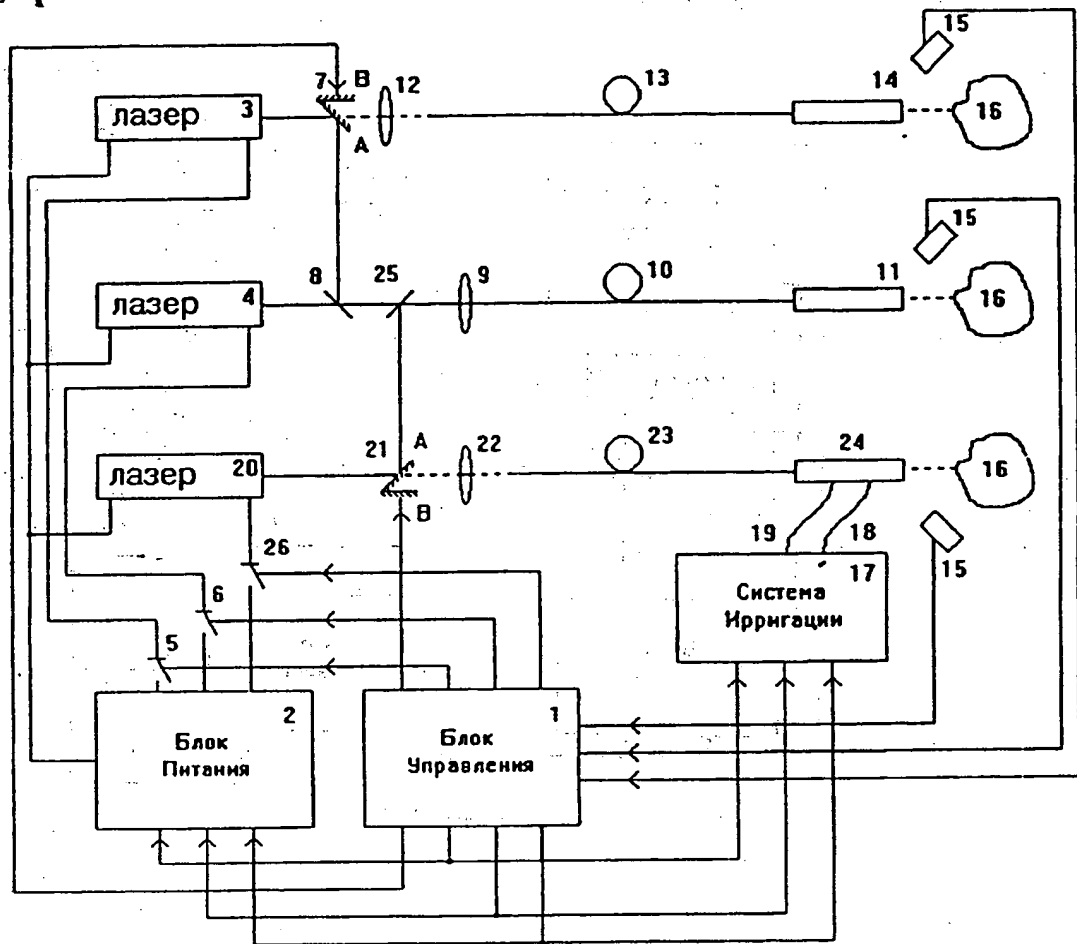
6. Устройство по пп.1 и 2, отличающееся тем, что электронный ключ выполнен в виде полупроводникового или электровакуумного переключателя.

7. Устройство по пп.1 и 2, отличающееся тем, что оно дополнительно снабжено системой орошения зоны обработки, состоящей из резервуара для воды с водяным насосом и воздушного компрессора, соответствующие выходы которых объединены в наконечниках и являются ирригационными выходами устройства, а воздушный компрессор в месте соединения с воздухопроводами снабжен электромагнитными клапанами, подключенными к выходам блока управления.

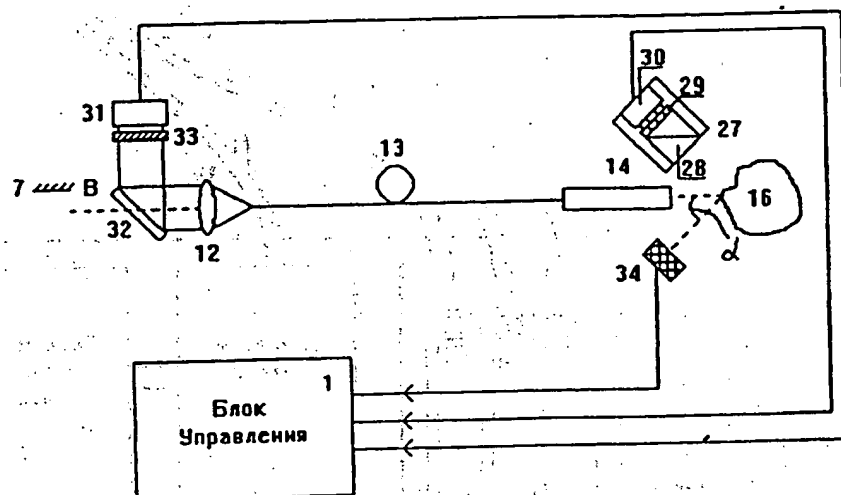
Drawing(s) [Чертежи]:



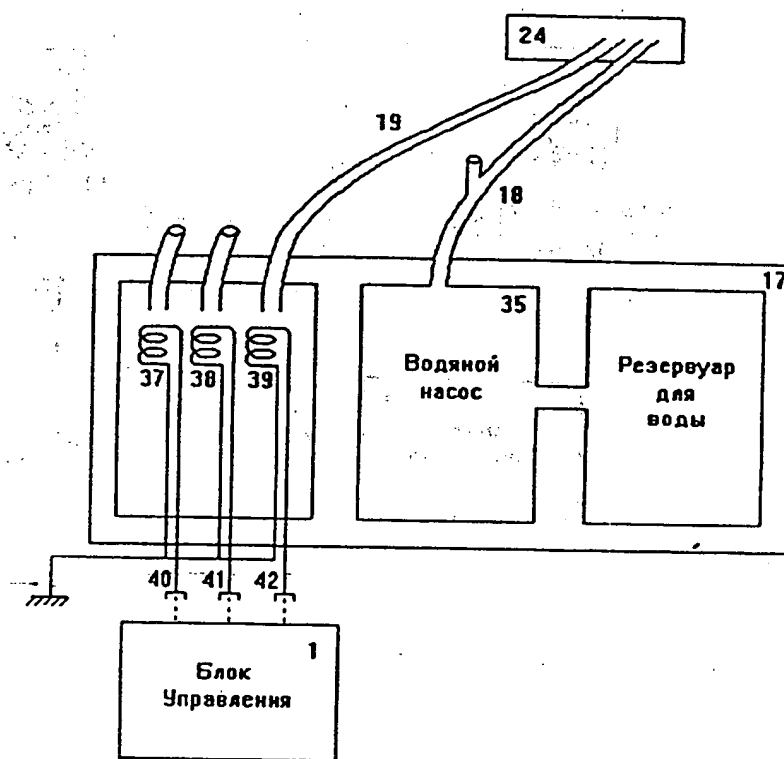
Фиг. 1



Фиг. 2

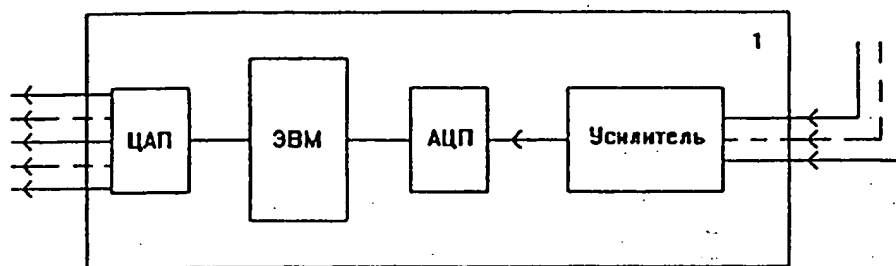


Фиг. 3



Фиг. 4





Фиг. 5

**THIS PAGE BLANK (USPTO)**